

Cuantificación de la actividad muscular en los grandes músculos de la extremidad inferior durante el mantenimiento de la postura erecta

A. Villarroya, S. Nerín, C. Marco, T. Moros

E.U. de Ciencias de la Salud. Departamento de Fisiatría y Enfermería. Universidad de Zaragoza

Correspondencia

A. Villarroya Aparicio
La Milagrosa 5. 9º C
500009 Zaragoza

Resumen

Es importante el conocimiento de la participación muscular en el mantenimiento de la postura. Se acepta que el esfuerzo muscular necesario para mantener la postura erecta es muy pequeño, pero no se suele indicar su valor. En este trabajo se ha pretendido cuantificar la participación de los músculos de la extremidad inferior durante esta actividad, para tener unos valores de referencia que nos ayuden en la evaluación del equilibrio postural y en el tratamiento de sus alteraciones.

Mediante un sistema telemétrico y electrodos de superficie, se registró en 10 sujetos sanos la actividad eléctrica de los grandes músculos de extremidad inferior manteniendo una postura erecta y, además, para que sirviera como referencia, durante una contracción isométrica máxima y caminando. La actividad registrada durante el mantenimiento de la postura erecta y durante la marcha se expresó respecto a la obtenida durante la contracción máxima isométrica de cada uno de los músculos estudiados, por ser una referencia habitual en los estudios dinámicos, y, en el caso del mantenimiento de la postura se expresó, además, con respecto a la actividad media que se produce durante la marcha, ya que es una referencia fácil de tomar para el clínico.

Al caminar, la participación muscular no es muy importante (25% de su actividad máxima isométrica-AMI), pero está lejos de la hallada en el mantenimiento de la postura, que no sobrepasa en ningún músculo de los estudiados el 4% de su AMI, y que supone valores inferiores al 33% de la obtenida durante la marcha.

Palabras clave: Biomecánica. Electromiografía. Postura. Miembro inferior.

Introducción

La postura y el equilibrio no deben presentarse como funciones estereotipadas, reduciéndolas a algunos esquemas rígidos, sino que se trata de funciones que se caracterizan por la adaptación en todo momento, según la tarea a realizar, de las capacidades motoras del individuo. Estas funciones están sujetas a muchos factores, lo que multiplica las posibilidades de intervención sobre ellas y el número de técnicas de rehabilita-

Summary

The knowledge about muscular participation in standing maintainance is very important. It is accepted that we need a little muscular effort to maintain the standing balance, but its value is not usually indicated. In this work we have tried to quantify the performance of the lower extremity muscles during this activity in order to have some reference values which help us in the evaluation of the standing balance and in the treatment of its problems.

We recorded, in ten healthy subjects, using a telemetric system and surface electrodes, the electrical activity of the big muscles of the lower extremity during standing, and, besides, so as to have a reference, during a maximum isometric contraction and during walking. The recorded activity during standing and walking was expressed regarding the one obtained during a maximum isometric contraction of each of the studied muscles, since it is a normal reference in dynamic studies, and in the case of standing, this was expressed as well regarding the average activity which is produced during walking, as it is an easy reference for the clinic to take.

On walking, the muscular performance is not of any great importance (25% of its maximum isometric activity -MIA-), but it is far from the one found during standing, which does not exceed the 4% of its MIA in any of the studied muscles, and which represents values under 33% of the one obtained walking.

Key words: Biomechanics. Electromyography. Posture. Lower extremity.

ción. Además, diferentes parcelas de la rehabilitación hacen intervenir la actividad postural y el mantenimiento del equilibrio en el tratamiento de distintas patologías, por lo que es necesario establecer el vínculo entre datos teóricos y las experiencias clínicas para justificar la elección de ciertas técnicas de evaluación y tratamiento¹.

Para mantener el equilibrio en la postura erecta, con el menor gasto de energía interna, la vertical trazada desde el centro de gravedad tiene que descender a través de la columna

de huesos que se encarga de la sustentación^{2,3}. Esto sería lo ideal, y el mecanismo de sostén humano se aproxima de forma importante a esta línea, aunque sólo sea de forma intermitente³⁻⁵, ya que el equilibrio postural es un equilibrio dinámico en el que se están produciendo constantes e imperceptibles oscilaciones alrededor de los tres ejes de referencia anatómica, cuantificadas recientemente por Kejoen y col.⁶. Si la línea de gravedad pasara por todos los centros de rotación, el equilibrio podría ser solamente pasivo, pero, como ya dijo Steindler⁷, en 1955, el equilibrio pasivo total es imposible porque los centros de gravedad de las piezas y los centros móviles articulares que hay entre ellos no coinciden a la perfección con la línea de gravedad común. Por ello, se produce un momento de rotación y el equilibrio se obtiene gracias a la puesta en juego de elementos pasivos (los ligamentos y la propia estructura articular) y activos o musculares, puestos en marcha por una fina y complicada regulación neuromuscular^{2-4,8,9}.

Si se desea ser exhaustivo con el conjunto de parámetros que intervienen en el control postural la evaluación clínica de la postura y el equilibrio puede ser extremadamente compleja. Esta evaluación y el tratamiento consiguiente de sus alteraciones se basan, a menudo, en prácticas antiguas que han precedido a los resultados de las investigaciones en este terreno, que en las últimas décadas se están desarrollando de forma importante y que van dirigidas, frecuentemente, al estudio de parámetros obtenidos mediante mediciones instrumentales, complejas en muchos casos, pero que permiten precisar mejor las características del equilibrio¹.

Las mediciones instrumentales de los parámetros relacionados con el mantenimiento del equilibrio se han desarrollado principalmente a partir de la utilización de las plataformas de fuerzas, a las que se han acoplado actualmente registros cinemáticos y electromiográficos^{1,10}. Estos últimos son muy importantes, ya que son indicadores de la participación muscular, y hay que tener en cuenta que el equilibrio postural pone en marcha una parte importante de la musculatura axial y periférica con, como dice Nasher¹¹, diferentes estrategias, es decir, diferentes formas de activación de los grupos musculares, y, además, que el estudio de las aferencias periféricas se realiza analizando la modificación de actividades a nivel de los músculos efectores. Por lo tanto, el conocimiento de la actividad normal de estos músculos es esencial para establecer un punto de referencia. Se acepta que en el mantenimiento de la postura erecta la participación muscular es muy pequeña y que realmente el hombre adopta el mecanismo antigravitacional más económico^{3,9,12,13}, pero sin que se haya realizado una cuantificación que sirva como punto de referencia, por lo que, en este trabajo, se ha pretendido cuantificar esta participación muscular durante el mantenimiento de la postura erecta en los principales músculos de la extremidad inferior.

Material y métodos

El estudio se realizó en 10 sujetos voluntarios sanos, 5 mujeres y 5 hombres, con edades comprendidas entre los 19 y los 23 años (edad media 22 años), a los que se exigía no padecer alteración orgánica alguna que interfiriera con el normal desarrollo de la prueba. A todos se les realizó un registro de la actividad eléctrica de los principales músculos de la extremidad

inferior mientras realizaban una contracción isométrica máxima, caminando a la velocidad cómoda para cada sujeto y, por último, durante 10 minutos de mantenimiento de una postura erecta.

La marcha se llevó a cabo sobre un tapiz rodante, tipo Entred, ya que la marcha en laboratorio reduce enormemente el espacio en el que se puede realizar el movimiento y existen trabajos que ponen de manifiesto que las diferencias entre la marcha en suelo y la marcha en tapiz son muy pequeñas¹⁴⁻¹⁷. Consisten fundamentalmente en una mayor cadencia, por realizar pasos más cortos, con periodos de oscilación algo más breves y periodos de apoyo más largos. Estas diferencias tienden a desaparecer tras un proceso de habituación al tapiz que varía de 7 a 15 minutos^{14,17,18}. En nuestro caso permitimos una habituación de unos 10 minutos. Al tapiz se le imprimía una velocidad que fuera cómoda para cada sujeto.

Mientras se registraba la actividad al caminar, se realizaba una filmación mediante el sistema de análisis de movimiento Orthobio¹⁹. Por visualización directa en el ordenador de lo filmado, se escogieron puntos concretos del ciclo de la marcha que permitían dividirla en 8 fases, de forma similar a algunos de los últimos estudios realizados sobre este tema^{20,21}:

Durante el primer doble apoyo:

- Fase A. Desde que contacta el talón del pie derecho en el suelo hasta el apoyo completo de éste.
- Fase B. Desde el apoyo completo de la planta del pie derecho hasta el despegue del pie izquierdo.

Durante el primer apoyo unilateral o periodo portante:

- Fase C. Desde el despegue del pie izquierdo hasta el despegue de talón derecho.
- Fase D. Desde el despegue de talón derecho hasta el contacto en el suelo del pie izquierdo.

Durante el segundo doble apoyo:

- Fase E. Desde el contacto de talón izquierdo hasta el despegue del antepié derecho.

Durante el segundo apoyo unilateral o periodo oscilante:

- Fase F. Desde el despegue de antepié derecho hasta que el pie cruza por delante del miembro inferior izquierdo en apoyo.
- Fase G. Desde el cruce del pie derecho hasta el nuevo contacto del talón.

Los músculos estudiados fueron: glúteo mayor, glúteo medio, recto anterior y vasto interno del cuádriceps, bíceps femoral, aductores de cadera, gemelo externo y tibial anterior del miembro inferior derecho. El registro electromiográfico se llevó a cabo mediante el sistema telemétrico MT8-3 Biological de MIE (Medical Research Ltd), utilizando para la recogida electrodos de superficie adhesivos, que se colocaron sobre la parte central del vientre muscular, como indica Clarys²², en línea con las fibras musculares y con una distancia interelectrodo de unos 2 cm.

Para cuantificar las señales eléctricas, tras su rectificación (convirtiendo los valores negativos en positivos) y filtrado de las frecuencias inferiores a 10Hz²³⁻²⁵, se realizó una integración en intervalos de 0,01 segundos. Los valores que se obtienen tras la cuantificación de las señales no permiten el estudio comparado entre distintas pruebas realizadas en sesiones dife-

rentes, ni entre diferentes grupos musculares o sujetos^{22,26}, ya que hay muchos factores que pueden variar la señal obtenida. Por ello, para poder establecer relaciones entre los datos obtenidos se deben normalizar, es decir, buscar un valor de referencia y expresarlos como un porcentaje del mismo. En este caso, la actividad registrada durante el mantenimiento de la postura erecta y durante la marcha se expresó respecto a la obtenida durante la contracción máxima isométrica (media del segundo de máxima actividad) de cada uno de los músculos estudiados, como se propone en muchos estudios cinesiológicos²⁷⁻²⁹, pero, en el caso del mantenimiento de la postura se expresó, además, con respecto a la actividad media que se produce durante la marcha (media de un ciclo de marcha).

El trazado eléctrico obtenido durante la marcha se dividió en los segmentos correspondientes a las distintas fases delimitadas mediante la filmación, para analizar la actividad muscular en cada una de ellas con el fin de conocer los momentos de máxima acción de cada músculo.

El tratamiento de los datos se efectuó mediante el programa "Stat-View SE+Graphics".

Resultados

En la Tabla I se exponen los valores medios de la actividad eléctrica registrada en los músculos estudiados durante el mantenimiento de la postura erecta, pudiendo observarse que es muy pequeña, no sobrepasando en ningún músculo el 4% de la actividad registrada durante su contracción máxima isométrica.

Tabla 1. Actividad eléctrica muscular durante el mantenimiento de la postura erecta, expresada en porcentaje respecto a la actividad durante la contracción máxima isométrica

%	Postura erecta	
Glúteo mayor	Media:	2,53
	DT:	0,99
	Máximo:	12,00
Glúteo medio	Media:	3,72
	DT:	2,31
	Máximo:	15,6
Aductores	Media:	1,39
	DT:	1,29
	Máximo:	4,50
Bíceps femoral	Media:	2,40
	DT:	2,02
	Máximo:	13,60
Recto anterior	Media:	1,22
	DT:	0,47
	Máximo:	7,50
Vasto interno	Media:	1,35
	DT:	0,82
	Máximo:	8,50
Gemelo externo	Media:	3,37
	DT:	1,49
	Máximo:	25,00
Tibial anterior	Media:	1,85
	DT:	1,47
	Máximo:	5,60

En dicha tabla también se pueden apreciar los picos de actividad que presentan en algún momento cada uno de los músculos analizados (Figura 1).

La actividad muscular durante el mantenimiento de la postura erecta en relación a los valores medios obtenidos durante la marcha normal la encontramos en la Tabla II obteniendo valores que van desde un 10% en los músculos aductores de cadera, hasta un 33% en el bíceps femoral (Figura 2).

En la Tabla III se encuentran los valores medios de la actividad registrada a lo largo del ciclo de marcha, observando que en ningún caso supera el 25% de la actividad durante su contracción máxima isométrica, y la actividad máxima obtenida a lo largo de dicho ciclo, indicando las fases concretas en las que se produce (Figura 1).

Discusión

Existen estudios sobre la participación muscular en el mantenimiento de la postura, algunos de los cuales datan de los inicios de la electromiografía, en los que se analiza de forma cualitativa qué músculos colaboran en dicho mantenimiento^{3,12,13,30}. En casi todos se acepta que no es necesaria una actividad muscular importante pero no se indica el grado de

Figura 1. Actividad muscular en la postura erecta y en la marcha. (AMI: Actividad eléctrica durante la contracción isométrica máxima)

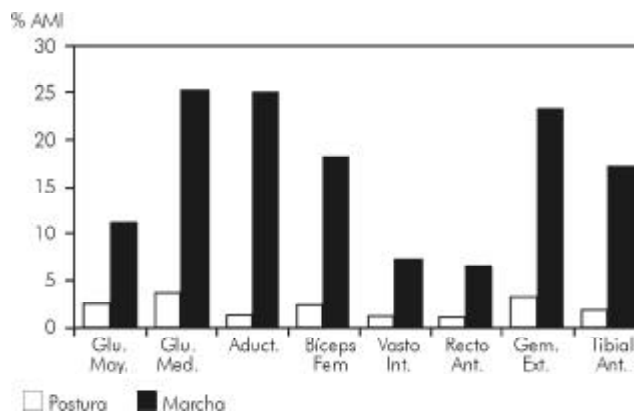


Tabla 2. Actividad eléctrica muscular durante el mantenimiento de la postura erecta, expresada en porcentaje de la actividad media durante la marcha

%	Postura erecta
Gluteo mayor	21,47 (±17,9)
Gluteo medio	16,09 (±15,8)
Aductores	10,21 (±9,29)
Bíceps femoral	33,05 (±26,8)
Recto anterior	25,76 (±16,6)
Vasto interno	21,79 (±13,1)
Gemelo externo	17,59 (±12,1)
Tibial anterior	12,77 (±12,4)

Figura 2. Actividad muscular de la postura erecta y en relación a la marcha. (AMI: Actividad eléctrica durante la contracción isométrica máxima)

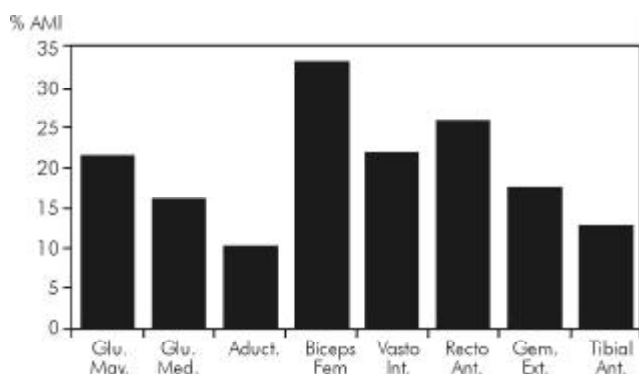


Tabla 3. Actividad muscular media a lo largo del ciclo de marcha y picos de actividad muscular durante la misma (expresadas en porcentaje respecto a la actividad durante la contracción máxima isométrica), indicando las fases en que se producen dichos picos

%	Marcha	
	Valores medios	Picos máximos
Glúteo mayor	11,33 ($\pm 7,80$)	34,8% (Fases A y B)
Glúteo medio	25,30 ($\pm 17,9$)	33,4% (Fase C)
Aductores	25,13 ($\pm 19,2$)	39,2% (Fase F)
Biceps femoral	18,27 ($\pm 14,7$)	19% (Fases A y G)
Recto anterior	6,47 ($\pm 3,51$)	12,4% (Fases A y G)
Vasto interno	7,21 ($\pm 3,2$)	16,7% (Fases A y G)
Gemelo externo	23,30 ($\pm 13,3$)	43,7% (Fases C y D)
Tibial anterior	17,25 ($\pm 3,9$)	40,6% (Fases A y F)

participación muscular. Realizar una cuantificación de la actividad muscular es siempre problemático ya que los valores absolutos no son comparables porque hay muchos factores que influyen en la transmisión de los potenciales eléctricos, y por ello se debe tomar siempre un valor normalizador o de referencia, generado por los mismos electrodos, y exponer todos los datos en porcentaje respecto a ese valor de referencia. Se han propuesto diferentes valores normalizadores, pero uno de los más utilizados en estudios dinámicos es la actividad durante la máxima contracción isométrica, y por ello lo hemos utilizado en este estudio para poder comparar nuestros datos con los de otros laboratorios. Pero es difícil establecer bien este valor ya que es complicado determinar cuándo realmente la contracción realizada es máxima. Por ello, los datos obtenidos durante el mantenimiento de la postura los hemos querido expresar también respecto a los hallados durante una actividad tan común como es la marcha, ya que puede ser más fácil para el clínico, cuando realice un estudio postural y quiera tomar una referencia, pedir al paciente que camine y registre su actividad muscular, que pedirle que realice una contracción isométrica máxima de cada músculo estudiado, teniendo que colocarlo en cada caso en la posición más adecuada y teniendo en cuenta, como he-

mos indicado, la duda de si realmente la contracción que ha realizado es la máxima o no. La marcha a velocidad cómoda suele producir menos cansancio que el mantenimiento de la postura erecta y la mayor parte de la energía que se necesita para llevarla a cabo viene dada por transferencias entre la energía potencial, cuando el centro de gravedad está alto (en el apoyo monopodal) y la cinética, cuando el centro de gravedad está más bajo (en el apoyo bipodal), y es escasa y bien conocida la participación muscular, llegándose a decir que no es mucho mayor que durante el mantenimiento de la postura.

Aunque en ocasiones se ha atribuido el cansancio en la bipedestación prolongada a la actividad continua de los músculos, no se debe a fatiga muscular sino que está más relacionado con problemas en la circulación venosa y arterial^{3,31}. De hecho, en el estudio realizado, ningún músculo de los estudiados en la extremidad inferior tiene, durante el mantenimiento de la postura, una actividad media mayor del 4% de la actividad máxima isométrica (AMI). Los valores medios durante la marcha se encuentran en todos los músculos analizados por debajo del 25% de su AMI (Tabla III), como indican Ericson y col,³² entre otros (33,34), siendo en algunos músculos, como el glúteo mayor y el recto anterior y vasto interno del cuádriceps mucho menores (11%, 6,5% y 7,2% respectivamente), por lo que, como vemos y como se describe habitualmente, no es muy importante la participación muscular en esta actividad, pero se encuentran lejos de los valores obtenidos en el mantenimiento de la postura erecta (Tabla I, Figura 1). Así, ningún músculo en este último caso supera el 33% de la actividad media al caminar (Figura 2), y algunos presentan valores muy inferiores, como los aductores (10%) y el tibial anterior (12,7%), quienes tienen un papel importante en algunas fases de la marcha pero que, sin embargo, en el mantenimiento de la postura apenas participan.

Analizando cada uno de los músculos estudiados se aprecia que la actividad media del glúteo mayor, en el mantenimiento postural, es de aproximadamente un 2,5% de su AMI, con momentos en que no existe nada y algunos, muy escasos, en los que, como dicen Basmajian y de Luca³, aumenta, llegando hasta un 12%. Durante la marcha, su participación tampoco es importante, con valores medios de un 11% de su AMI, presentando su máxima acción en el contacto del talón en el suelo (35% de su AMI), para controlar la flexión de cadera que tiende a producirse por la reacción del suelo en el contacto del pie^{19,33}. La actividad del glúteo mayor en la postura erecta es de un 21,5% de la que se produce durante la marcha.

Los músculos estabilizadores transversales de la pelvis estudiados, glúteo medio y aductores, participan de forma parecida durante la marcha, con un 25% de su AMI, alternando, como se sabe, sus momentos de máxima participación^{20,35}; el glúteo medio, junto al resto de los músculos abductores, en el apoyo, frenando el descenso de la hemipelvis del lado contrario cuando oscila el otro miembro inferior, y los aductores durante la oscilación, llegando en dichos momentos a valores de 33,4% y 39,2% de su AMI respectivamente. Sin embargo, durante el mantenimiento de la postura es más importante la participación del glúteo medio (3,7% de su AMI) que la de los aductores (1,3% AMI) y supone aproximadamente el 21,5% de la actividad media durante la marcha. Como indican Basmajian y De Luca³, este músculo, en el mantenimiento postural, presenta momentos de más actividad que, en la cuantificación realizada,

llegan, en ocasiones, al 15,6% de su AMI. Los aductores sólo presentan una actividad media durante el mantenimiento de la postura del 1,3% de su AMI, con importantes periodos de silencio y sin apenas picos de acción. Esta actividad supone únicamente un 10% de la llevada a cabo caminando.

El cuádriceps participa muy poco, tanto caminando como manteniendo la postura erecta. En el primer caso su actividad media es únicamente de un 6,5% en el recto anterior y un 7,2% en el vasto interno, respecto a sus respectivas AMI, y su mayor intensidad se produce en el contacto del pie, para frenar la flexión pasiva de rodilla que tiende a producirse al cargar el peso del cuerpo^{20,27}, pero alcanzando únicamente una actividad del 12,4% de su AMI, el recto anterior, y del 16,8%, el vasto interno. Manteniendo la postura, no se necesita apenas la acción de este músculo^{3,36} ya que la línea de gravedad pasa ligeramente por delante de la articulación de la rodilla y son los elementos posteriores los que tienen que actuar. Las porciones estudiadas tienen un valor medio entre 1,2% y 1,3% de sus AMI, luego, como vemos, su actividad es prácticamente nula y supone un 26% y un 22% respectivamente de la realizada caminando.

Sus antagonistas, los isquiotibiales, tienen una participación mayor. En la marcha, el bíceps femoral actúa con una actividad media de 18,3% de su AMI, siendo máxima en las primeras fases, colaborando con el glúteo mayor en la extensión de cadera y estabilizando, junto con el cuádriceps, la rodilla, y en la segunda fase de la oscilación, para controlar la flexión de cadera que se produce en ese momento y para frenar el lanzamiento inercial de la pierna ocasionado por dicha flexión^{20,35}, llegando a un 19% de su AMI. En la postura erecta, colabora, junto con el resto de los músculos posteriores, con el potente plano ligamentoso posterior y su actividad media es de 2,4% de su AMI, lo que supone un 33% de la actividad desarrollada al caminar.

A nivel de la pierna, el gemelo externo, al caminar, tiene una actividad media del 23,3% de su AMI. Comienza a actuar en la fase de pie plano, controlando el despegue del talón y continúa hasta que se abandona el pie del suelo^{20,35}. En estos momentos tiene una acción importante llegando a actuar con el 43,7% de su AMI (fases C y D). En la postura erecta este músculo es de los que mayor actividad media presentan (3,37%) ya que la línea de gravedad cae algo por delante de la articulación del tobillo³⁶, con momentos de mayor actividad, descritos también por Basmajian y De Luca³, en los que llega hasta un 25% de su AMI. Sin embargo, al ser un músculo con una participación muy importante durante la marcha, su actividad media al mantener la postura erecta sólo supone aproximadamente un 15,5% de la realizada al caminar.

Por último, el tibial anterior presenta una actividad media en la marcha del 17,3% de su AMI, actuando principalmente desde que contacta el talón en el suelo hasta que se apoya el pie plano, para controlar el abatimiento del pie, aunque tiene otro pico importante de actividad en la fase de oscilación, colaborando en la triple flexión del miembro inferior^{20,35}. Llega a actuar con una intensidad del 40,6% de su AMI. Manteniendo la postura únicamente tiene un valor medio del 1,8% de su AMI, luego vemos que apenas actúa en el mantenimiento normal ya que, como hemos indicado, la línea de gravedad pasa por delante de la articulación^{3,36}. Únicamente en desequilibrios posteriores presenta algún pico aislado de actividad, que en

nuestro caso han llegado a valores del 5,6% de su AMI. La actividad de este músculo es aproximadamente un 12,8% de la realizada al caminar.

Por lo tanto, la participación muscular en el mantenimiento de la postura erecta es mínima en los músculos de la extremidad inferior, con valores medios inferiores en todos los músculos estudiados al 4% de la actividad máxima isométrica, siendo incluso inexistente en periodos variables de tiempo y con picos de actividad, en momentos puntuales, sobre todo en los músculos que se localizan en el lado opuesto al que pasa la línea de gravedad en cada articulación, y que, ante desequilibrios, colaboran con los elementos pasivos en el mantenimiento del equilibrio. Esta participación muscular es mucho menor que la necesaria para caminar, no llegando en ningún músculo a actuar con una actividad mayor del 33% de la actividad media durante un ciclo de marcha.

Como hemos comentado anteriormente, es necesario establecer el vínculo entre los datos teóricos en el equilibrio postural y las experiencias clínicas, por lo que el conocimiento de estos datos básicos acerca de la participación muscular durante dicho equilibrio puede ayudar, como indica Alexander¹⁰, a definir las estrategias de equilibrio, a favorecer una orientación etiológica en sus trastornos, a contribuir a la elección de técnicas para su tratamiento y a utilizar la actividad postural y el mantenimiento del equilibrio en el tratamiento de distintas patologías.

Bibliografía

1. Thoumie P. *Posture, équilibre et chutes. Bases théoriques de la prise en charge en rééducation*. París: Encycl. Méd. Chir., Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation, 1999;26-452-A-10:12.
2. Bouisset S. Postures et mouvements. En: *Précis de physiologie du travail. Notions d'ergonomie*. Scherrer J. ed. París: Masson, 1981;29-106.
3. Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscles alive*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985;252-64.
4. Kneighbaum E, Barthelemy KM. Biomechanics. A qualitative approach for studying human movement. Boston: *Allyn and Bacon*, 1996;129-44.
5. Nashner LM, McCollum G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *The behavioral and brain sciences* 1985;8:135-72.
6. Kejonen P, Kauranen K, Van-Haranta H. Body movements in postural balance with motion analysis. *Eur J Med Rehabil* 1998; 8:39-43.
7. Steindler A. *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions*. Springfield: Charles C Thomas, 1955.
8. Viladot Perice A. Resumen sobre la postura humana. Monográfico: biomecánica postural. *Jano* 1996;29:77-8.
9. Doménech G, Fernández Villacañas MA, Moreno M. Anatomía funcional de la postura erecta. Monográfico: biomecánica postural. *Jano* 1996;29(1191):44-8.
10. Alexander NB. Papel de la tecnología en la evaluación del control postural del anciano. En: *Trastornos de la postura y riesgos de caída*. Vellas B, Lafont C, Allard M, Albareda JL, ed. Barcelona: Glosa 1995; 29-35.

11. Nashner LM. Adaptating reflexes controlling human posture. *Exp Brain* 1976;26:59-72.
12. Joseph J. Electromyography of posture and gait in man. EMG and electrodiag. *Bull Am Assoc* 1965;12:24-32.
13. Jonsson B, Synnerstad B. Electromyographic studies of muscle function in standing; a methodological study. *Acta morphol Neerl-Scand* 1967;6:361-70.
14. Llana S, Brizuela G. Modificaciones en la cinética de la marcha humana inducidas por el treadmill. *Selección* 1996;5:166-70.
15. Murray MP, Spurr GB, Sepic SB, Gardner GM, Mollinger LA. Treadmill vs floor walking: Kinematics, electromiogram and heart rate. *J Appl Physiol* 1985;59:87-97.
16. Van Ingen Schenau GJ. Some fundamental aspects of biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1980;12:257-61.
17. Wall JC, Charteris J. The process of habituation to treadmill walking at different velocities. *Ergonomics* 1980;23:425-35.
18. Wall JC, Charteris J. A kinematic study of long-term habituation to treadmill walking. *Ergonomics* 1981;24:531-42.
19. Villarroya A, Aguilar JJ, Torres F, Asirón PJ. Orthobio: un nuevo sistema de análisis del movimiento en tres dimensiones. *Rehabilitación* 1997;31:265-72.
20. Perry J. Gait Analysis. *Normal and pathological function*. Thorofare: Salck, 1992;49-157.
21. Sánchez-Lacuesta J. Biomecánica de la marcha humana normal. En: Sánchez-Lacuesta J, et al. eds. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: Instituto de Biomecánica, 1993;19-112.
22. Clarys JP. A review of EMG in swimming, explanation of facts and/or feedback information. En: Hollander AP, Huying PA, De Groot G eds. *Swimming Science IV*. Champaing: Human Kinetics, 1983;123-5.
23. Tata JA, Peat M, Grahame RE, Quanbury AO. The normal peak of electromyographic activity of the quadriceps femoris muscle in the stair cycle. *Anat Anz* 1983;153:175-88.
24. Cipriani DJ, Armstrong CW, Gaul S. Backward walking at three levels of treadmill inclination: an electromyographic and kinematic analysis. *JOSPT* 1995;22:95-102.
25. Koh TJ, Grabiner MD. Cross talk in surface electromyograms of human hamstring muscles. *J Ortop Res* 1992;10:701-9.
26. Komi PV, Buskirk ET. Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes. *Electromyogr* 1970;10:357-68.
27. Cicotti MG, Kerlan RK, Perry J. An electromyographic analysis of the knee during functional activities. *Am J Sports Med* 1994;22:645-50.
28. Dubo HI, Peat M, Winter DA, Quanbury AO, Hobson DA, Steinke T, Reimer G. Electromyographic temporal analysis of gait: Normal human locomotion. *Arch Phys Med Rehab* 1976;57:415-8.
29. Perry J, Schmidt C, Antonelli DJ. Surface versus intramuscular electrodes for electromyography of superficial and deep muscles. *Phys Ther* 1981;61:7-15.
30. Carlson S. The static muscle load in different work positions: an electromyographic study. *Ergonomics* 1961;4:193-211.
31. Cooper JM, Glassow RB. Kinesiologia. Ed. Buenos Aires: Panamericana, 1973;205-22.
32. Ericsson MO, Nisell R, Ekholm J. Quantified electromyography of lower limb muscles. *Scand J Rehab Med* 1986;18:159-63.
33. Dubo HI, Peat M, Winter DA, Quanbury A, Hobson DA, Steinke T, Reimer G. Electromyographic temporal analysis of gait: normal human locomotion. *Arch Phys Med Rehab* 1976;57:415-8.
34. Lyons K, Perry J, Gronley JK, Barnes L, Antonelli D. Timing and relative intensity of hip action during level and stair deambulation. *Phys Ther* 1983;63:1597-603.
35. Rab GT. Muscle. En: *Human Walking*. Rose J y Gamble JG. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994;101-22.
36. Carlson S. Influence of frontal and dorsal loads on muscle activity and on the weight distribution in the feet. *Acta Orthop Scandinav* 1964;34:299-309.